

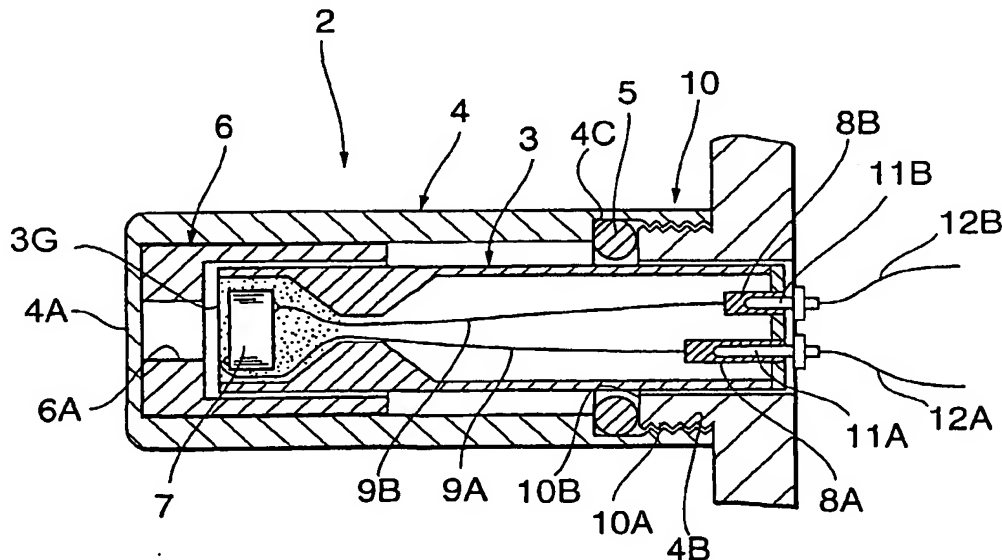


PCT



- 〔統葉有〕

(54) 発明の名称: 放射線検出器



〔統葉有〕



DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB,

GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 放射線検出器は、本体 (1) および本体 (1) の先端に着脱自在に取り付けられる放射線検出プローブ (2) を有する。プローブ (2) は、放射線検出素子 (7) を収容する検出ユニット (3)、検出ユニット (3) の先端を覆うように検出ユニット (3) に装着されるキャップ状のシールド部材 (6)、検出ユニット (3) およびシールド部材 (6) を収容するプローブカバー (4) を含んでいる。本体 (1) の先端には、プローブ (2) を螺着することの可能なコネクタ (10) が設けられている。シールド部材 (6) の先端には、入射してくる放射線をコリメートするコリメータ (6A) が設けられている。

明細書

放射線検出器

技術分野

5 本発明は、ハンドヘルドの放射線検出器に関し、特に、交換可能な放射線検出プローブを有する放射線検出器に関する。

背景技術

ハンドヘルドの医療用放射線検出器が米国特許6 2 3 6 8 8 0 B 1号に開示されている。この放射線検出器は、プローブと、そのプローブの先端に着脱自在に装着されるプローブチップとを有する。

10 発明の開示

本発明は、被測定箇所からの放射線を精度良く検出する放射線検出器を提供することを課題とする。

15 一つの側面において、本発明は、本体と、本体に着脱自在に取り付けられる放射線検出プローブとを備える放射線検出器に関する。放射線検出プローブは、放射線検出素子を含む検出ユニットと、放射線検出素子に電氣的に接続された第1の端子とを有している。本体は、放射線検出プローブの基端に着脱自在に装着されるコネクタを有している。コネクタは第2の端子を含んでおり、放射線検出プローブがコネクタに装着されると、第2端子は第1端子に着脱自在に接続される。放射線検出プローブの先端部には、放射線をコリメートするコリメータが設置
20 されている。

放射線検出プローブの先端を被測定箇所に向けると、被測定箇所からの放射線がコリメータによってコリメートされ、その後、放射線検出素子に入射する。放射線検出素子は放射線を検出し、その線量に応じた検出信号を生成する。第1の端子はこの検出信号を受け取り、それを第2端子へ送る。本体は、第2端子に電
25 氣的に接続され、検出信号を処理して放射線量を求める回路を有していてもよい。さらに、本体は、求められた放射線量を表示する装置を有していてもよい。コ

リメータによって放射線の入射角度が制限されるので、被測定箇所以外の箇所からの放射線の入射が防止または抑制される。したがって、放射線検出の指向性が高く、被測定箇所からの放射線を精度良く検出することができる。

5 検出ユニットは、放射線を透過させる入力面を有していてもよく、放射線検出素子は、その入力面を透過した放射線を受け取るように配置されていてもよい。コリメータは、その入力面に対向する開口であってもよい。この場合、コリメータを一つの部品として設置する必要がない。したがって、部品点数が削減され、放射線検出器の構造が簡素になる。放射線検出プローブおよび検出ユニットは、共通の軸に沿って延びる細長い形状を有していてもよい。この場合、コリメータ
10 である開口は、その共通の軸に沿って延びていてもよい。

放射線検出プローブは、放射線検出素子を覆うように検出ユニットに装着されるキャップ状のシールド部材をさらに有していてもよい。シールド部材は、放射線を遮断する材料から構成されている。シールド部材は、放射線検出素子と対向する前壁と、前壁の縁から延びる筒状の側壁とを有していてもよい。コリメータ
15 は、この前壁に設けられた貫通孔であってもよい。

放射線検出プローブは、シールド部材および検出ユニットを覆いコネクタに着脱自在に装着されるキャップ状のプローブカバーと、プローブカバーがコネクタに装着されるとプローブカバーとコネクタの間に挟み付けられ、それにより本体および放射線検出プローブを封止するシールリングとをさらに有していてもよい
20 。

放射線検出素子を交換する場合には、プローブカバーが本体のコネクタから取り外され、それに応じて放射線検出プローブの第1端子がコネクタの第2端子から分離される。反対の手順で新たな検出ユニットおよびプローブカバーを装着することで、検出ユニットごと放射線検出素子が交換される。好ましくは、放射線
25 検出素子は、検出ユニットから分離可能である。この場合、放射線検出素子を単独で交換できる。本体および放射線検出プローブがシールリングによって封止さ

れているため、この放射線検出器は、E O G等の滅菌ガスを用いた滅菌処理や、水洗洗浄が可能である。すなわち、この放射線検出器は、耐滅菌処理性および防汚性に優れる。

シールド部材は、シールド部材の中空部とプローブカバーの中空部とが連通するようにプローブカバー内に設置されていてもよい。検出ユニットは、連通したこれらの中空部にはめ込まれる。シールド部材は、プローブカバー内に着脱自在に設置されていてもよいし、固定されていてもよい。

プローブカバーは、コネクタに着脱自在に装着されるキャップ状の第1の部品と、第1部品に着脱自在に取り付けられシールド部材を収容して固定するキャップ状の第2の部品と、第2部品が第1部品に取り付けられると第1部品の外面と第2部品の内面の間に挟み付けられ、それによりプローブカバーを封止するシーリングとを有していてもよい。第2部品は、プローブカバーの軸に沿って可変の位置に取り付けられてもよい。この場合、第2部品の位置に応じてコリメータと放射線検出素子との距離を調整できる。したがって、放射線検出器の感度の調整が容易である。

プローブカバーは、シールド部材の前壁と対向する入力板と、その入力板の縁から延びシールド部材および検出ユニットの側面を取り囲む筒状の側壁とを有していてもよい。入力板は、コリメータである開口の一端を塞ぐ。入力板は、放射線を透過させるとともに1 k e V以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する材料から構成されている。好ましくは、入力板と側壁との界面は封止されている。

検出ユニットは、放射線検出素子を収容するケーシングを有していてもよい。ケーシングの先端には、ケーシングの端面から放射線検出素子へ向かって延びる開口が設けられていてもよい。この開口は、コリメータである上記の開口と実質的に同じ断面を有し、コリメータと連通していてもよい。

この放射線検出器は、検出ユニットを覆いコネクタに着脱自在に装着されるキャップ状のプローブカバーと、プローブカバーがコネクタに装着されるとプローブ

ブカバーとコネクタの間に挟み付けられ、それにより本体および放射線検出プローブを封止するシールリングとをさらに備えていてもよい。プローブカバーは、放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。コリメータは、プローブカバーの先端に設けられ放射線検出素子へ向かって延びる開口であってもよい。

5 プローブカバーの先端面には、コリメータの一端を塞ぐ入力板が設置されていてもよい。入力板は、放射線を透過させるとともに1 keV以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する材料から構成されていてもよい。

10 コネクタは、本体の先端から突出し放射線検出プローブよりも細い支持棒をさらに含んでいてもよい。支持棒は、本体の先端に接続された基端と、放射線検出プローブに接続された先端とを有していてもよい。コネクタは、支持棒に摺動自在に取り付けられた摺動部材をさらに含んでいてもよい。コリメータは、摺動部材とともに移動してもよい。この場合、摺動部材が支持棒に対して摺動すると、コリメータと放射線検出素子との距離が変化する。

15 第1および第2端子の一方はピンであってもよく、他方はそのピンと嵌合するソケットであってもよい。このピンは、異なる嵌合長および異なる極性を有する複数のピンを含んでいてもよい。ソケットは、これらのピンと対応する嵌合長および極性を有する複数のソケットを含んでいてもよい。検出ユニットの交換に際し、対応する嵌合長を有するピンとソケットを嵌合させることにより、異なる極性を有するピンとソケットを嵌合させる誤りが確実に防止される。

20 別の側面において、本発明は、本体と、本体に着脱自在に取り付けられる放射線検出プローブとを備える放射線検出器に関する。放射線検出プローブは、放射線検出素子と、放射線検出素子に電氣的に接続された第1の端子と、放射線検出素子を取り囲む筒状の素子カバーと、素子カバーを収容する筒状のケーシングとを有している。本体は、放射線検出プローブの基端が着脱自在に装着されるコネクタを有している。コネクタは、放射線検出プローブがコネクタに装着されると
25 第1端子に着脱自在に接続される第2の端子を含んでいる。素子カバーは、放射

線を遮断する材料から構成されている。放射線検出素子は、素子カバーの先端の後方に配置されている。

素子カバーのうち放射線検出素子の前方に位置する部分は、放射線検出素子への側方からの放射線入射を防止するだけでなく、前方からの放射線入射をも制限する。この結果、被測定箇所以外の箇所からの放射線の入射が防止または抑制される。したがって、放射線検出の指向性が高く、被測定箇所からの放射線を精度良く検出することができる。

放射線検出器は、本体に着脱自在に装着され、放射線検出プローブをコネクタに締結する締結具をさらに備えていてもよい。放射線検出器は、締結具がコネクタに装着されると締結具とコネクタの間に挟み付けられ、それにより本体を封止するシールリングをさらに備えていてもよい。ケーシングの先端面には、放射線検出素子と対向する入力板が設置されており、その入力板は、放射線を透過させるとともに1 keV以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する材料から構成されていてもよい。

この発明は、以下の詳細な説明および添付図面から、より十分に理解されるようになる。添付図面は、単なる例示に過ぎない。したがって、添付図面がこの発明を限定するものと考えるべきではない。

この発明のさらなる適用範囲は、以下の詳細な説明から明らかになる。しかし、この詳細な説明および特定の例は、この発明の好適な形態を示してはいるが、単なる例示に過ぎない。この発明の趣旨と範囲内における様々な変形および変更が、この詳細な説明から当業者には明らかになるからである。

図面の簡単な説明

図1は、第1実施形態に係る放射線検出器を示す斜視図である。

図2は、図1に示した放射線検出器の縦断面図である。

図3は、図2に示した放射線検出器の分解断面図である。

図4は、図3に示した放射線検出プローブの拡大分解断面図である。

図 5 は、図 4 に示した放射線検出プローブの組立状態での縦断面図である。

図 6 は、図 4 に示した放射線検出プローブの拡大断面図である。

図 7 は、図 4 に示した放射線検出プローブの構成部品を放射線検出プローブの基端側から見た分解斜視図である。

5 図 8 は、図 4 に示した放射線検出プローブの構成部品を放射線検出プローブの先端側から見た分解斜視図である。

図 9 は、第 2 実施形態における放射線検出プローブの拡大分解断面図である。

図 10 は、図 9 に示した放射線検出プローブの組立状態での拡大断面図である。

10 図 11 は、図 9 に示した検出ユニットの拡大断面図である。

図 12 は、第 3 実施形態におけるプローブカバーを示す拡大断面図である。

図 13 は、第 4 実施形態におけるプローブカバーを示す拡大断面図である。

図 14 は、第 5 実施形態におけるプローブカバーを示す拡大断面図である。

図 15 は、第 6 実施形態における放射線検出プローブを示す拡大断面図である。

15

図 16 は、第 7 実施形態における放射線検出プローブを示す分解斜視図である。

図 17 は、第 8 実施形態におけるソケット用の固定構造の変形例を示す分解断面図である。

20 図 18 は、第 8 実施形態におけるソケット用の固定構造の組立状態での断面図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面を参照しながら本発明の実施形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

25 第 1 実施形態

図 1 は第 1 実施形態に係る放射線検出器を示す斜視図、図 2 は図 1 に示した放

射線検出器の縦断面図、図 3 は図 2 に示した放射線検出器の分解断面図、図 4 は図 3 に示した放射線検出プローブの拡大分解断面図、図 5 は組み立てられた放射線検出プローブの拡大断面図である。

放射線検出器 100 は、ハンドヘルドのコードレス型サージカルプローブである。放射線検出器 100 は、図 1 に示すように、本体 1 と、本体 1 から突出するように本体 1 の先端に設けられた放射線検出プローブ 2 を有する。放射線検出器 100 は、本体 1 を握って操作される。放射線検出器 100 は、例えば、放射性薬剤を用いた乳癌の転移巣検出に使用される。放射線検出プローブ 2 は、本体 1 の支持部材 1 A に対して着脱自在に装着されている。支持部材 1 A は本体 1 の先端に回転可能に支持されている。支持部材 1 A を回転させることにより、プローブ 2 の向きを調整することができる。本体 1 の表面において支持部材 1 A の後方には、液晶表示パネル 1 B およびスイッチ 1 C が設けられている。

図 2 に示すように、本体 1 は中空である。本体 1 の内部には、図示しない信号処理回路、駆動回路、電子音発生器、電源回路、バッテリー等が収容されている。信号処理回路は、放射線検出プローブ 2 から送出される検出信号を処理し、放射線量を示すデータ信号を生成する。このデータ信号は駆動回路に送られる。駆動回路は、そのデータ信号が示す放射線量を液晶表示パネル 1 B 上に表示するとともに、電子音発生器を駆動してその放射線量に応じた電子音を鳴らす。

図 3 および図 4 に示すように、放射線検出プローブ 2 は、検出ユニット 3、プローブカバー 4、シールリング 5 およびサイドシールド 6 を有する。図 5 に示すように、シールリング 5 およびサイドシールド 6 は検出ユニット 3 の外周を取り囲むように配置される。プローブカバー 4 は、検出ユニット 3、シールリング 5 およびサイドシールド 6 を覆う。プローブ 2 および検出ユニット 3 は、共通の軸を有する細長い形状をしている。

図 6 に示すように、検出ユニット 3 は、ほぼ円筒状のケーシング 3 A を有している。ケーシング 3 A の先端には、放射線検出素子 7 が内蔵されている。検出素

子 7 は、放射線を受け取る検出面としての前面 7 A と、前面 7 A の反対側に位置する後面 7 B を有している。ケーシング 3 A の基端には、検出素子 7 用のカップラ 8 が設置されている。ケーシング 3 A の内面において検出素子 7 の後方には、検出素子 7 の収容部 3 B を区画するように、貫通穴 3 C を有する仕切り 3 D が形成されている。ケーシング 3 A の基端には、カップラ 8 を保持する円形の支持板 3 E が固定されている。

ケーシング 3 A は、例えば、ジュラコン等の樹脂材料または導電性の金属材料から構成されている。ケーシング 3 A は、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。収容部 3 B 内にはシリコン樹脂などの電気絶縁性の接着剤 3 F が充填されており、それにより放射線検出素子 7 がその前面 7 A をケーシング 3 A の先端に向けながら固定されている。支持板 3 E には、カップラ 8 として嵌合長の長いソケット 8 A と嵌合長の短いソケット 8 B とが支持板 3 E を貫通した状態で固定されている。嵌合長の長いソケット 8 A は、貫通穴 3 C に挿通されたリード線 9 A を介して放射線検出素子 7 の前面 7 A に接続されている。嵌合長の短いソケット 8 B は、貫通穴 3 C に挿通されたリード線 9 B を介して放射線検出素子 7 の後面 7 B に接続されている。検出ユニット 3 は、検出素子 7 の前面 7 A と対向する入力面 3 G を有している。放射線は入力面 3 G を通過して検出素子 7 の前面 7 A に入射する。

放射線検出素子 7 は、放射線フォトンのエネルギーに応じた波高を持つ電圧パルスが発生する半導体素子である。この検出素子 7 は、放射線の照射によって発光するシンチレータと、光電変換器との組み合わせに置き換えることができる。シンチレータは、 CdWO_4 などの希土類酸化物から構成される。光電変換器は、例えば、フォトダイオードに TFT (Thin Film Transistor) が積層された構造を有する。

プローブカバー 4 は、図 4 および図 5 に示すように、検出ユニット 3 およびサ

イドシールド6を覆うように円筒キャップ状に形成されている。本実施形態では、プローブカバー4は、放射線を透過させる材料から構成されている。この材料の例として、ステンレス鋼やアルミニウム等の金属材料、あるいは導電性の樹脂材料が挙げられる。プローブカバー4の先端に位置する前壁4Aは、放射線が透過し易いように薄肉に形成されている。プローブカバー4の基端部の内面には、本体1へプローブ2を装着するために使用されるメネジ4Bと、シールリング5を収容するための環状段部4Cが形成されている。環状段部4Cは、メネジ4Bの先端に隣接させて配置されている。図7および図8に示すように、プローブカバー4の基端部の外周面には、ねじ込み操作のローレット4Dが形成されている。

サイドシールド6は、放射線検出の指向性を高めるための部品である。サイドシールド6は、放射線を遮断可能な材料、例えば鉛(Pb)やタングステン(W)から構成されている。この材料はゴムでコーティングされていてもよい。図4および図5に示すように、サイドシールド6は、プローブカバー4の中空部と嵌合するほぼ円筒キャップ状の部材である。サイドシールド6は、検出ユニット3の先端部を覆う。サイドシールド6の中空部は、検出ユニット3と嵌合する。サイドシールド6の先端に位置する前壁には、検出ユニット3内の放射線検出素子7に対面する小径の放射線導入窓6Aが設けられている。窓6Aは、サイドシールド6と同軸に延びる円筒状の開口である。放射線は窓6Aを通過して放射線検出素子7に入射する。

放射線検出素子7の側面がサイドシールド6によって覆われているため、放射線検出素子7の側方からの放射線入射が防止される。この結果、プローブ2の向いている方面から飛来する放射線のみが検出されるので、放射線検出の指向性が高まる。さらに、サイドシールド6は、窓6Aを有するため、放射線用のコリメータとしても機能する。窓6Aはサイドシールド6と同軸に形成されており、したがって、窓6Aおよびサイドシールド6の軸とほぼ平行に進行する放射線のみ

が放射線検出素子 7 に入射する。これが窓 6 A のコリメート作用である。このようなコリメート作用により、放射線検出の指向性がいっそう高まる。

図 2 および図 3 に示すように、放射線検出プローブ 2 は、本体 1 の先端に着脱自在に装着される。本体 1 の先端に位置する支持部材 1 A はコネクタ 10 を有し
5 ており、このコネクタ 10 にプローブ 2 が着脱自在に装着される。コネクタ 10 は、支持部材 1 A の中央から突出する筒体である。コネクタ 10 は本体 1 と同軸に延びている。コネクタ 10 の開口には、検出ユニット 3 が着脱自在にはめ入れられる。

図 4 および図 5 に示すように、コネクタ 10 の外周面には、プローブカバー 4
10 のメネジ 4 B と螺合するオネジ 10 A が形成されている。このため、プローブカバー 4 をコネクタ 10 に螺着することができる。シールリング 5 は、コネクタ 10 の先端面 10 B とプローブカバー 4 の環状段部 4 C との間に挟まれて保持される。コネクタ 10 の内部には、嵌合長の長い端子ピン 11 A と、嵌合長の短い端子ピン 11 B とがコネクタ 10 と平行に配置されている。端子ピン 11 A および
15 11 B は、リード線 12 A および 12 B を介して本体 1 内の信号処理回路（図示せず）に電氣的に接続されている。

本体 1 の先端に放射線検出プローブ 2 を装着するときは、まず、図 4 および図 7 に示すように、検出ユニット 3 を本体 1 のコネクタ 10 に挿入し、それにより端子ピン 11 A および 11 B をソケット 8 A および 8 B に挿入する。嵌合長の長い端子ピン 11 A と嵌合長の長いソケット 8 A とを接続し、嵌合長の短い端子ピン 11 B と嵌合長の短いソケット 8 B とを接続することで、異なる極性の端子ピンとソケットを接続する誤りを確実に防止できる。
20

この後、検出ユニット 3 の外周にシールリング 5 を装着し、コネクタ 10 の先端面 10 B に当接させると共に、プローブカバー 4 の先端部内にサイドシールド 6 をはめ入れる。続いて、検出ユニット 3 をプローブカバー 4 に挿入し、プローブカバー 4 の基端のメネジ 4 B をコネクタ 10 のオネジ 10 A に締結する。この
25

ような簡単な作業により、キャップ状のプロープカバー 4 が図 5 に示すようにサイドシールド 6 および検出ユニット 3 を覆ってコネクタ 10 に装着される。コネクタ 10 の先端面 10 B とプロープカバー 4 の環状段部 4 C との間にシールリング 5 が挟み付けられることで、本体 1 およびプロープ 2 が封止される。

5 放射線検出プロープ 2 が装着された放射線検出器 100 は、例えば、放射性薬剤を用いた乳癌の転移巣検出などに使用される。その際、放射線検出プロープ 2 は、患者の肌に直接触れることから、エチレンオキサイドガス（以下、「EOG」という）等の滅菌ガスを用いて滅菌処理されたり、水洗洗浄されることがある。プロープ 2 がシールリング 5 によって封止されているため、滅菌処理や洗浄に支
10 障は生じない。

一方、米国特許 US 006236880 B1 に記載の放射線検出器 100 では、放射線の検出ユニットを内蔵するプロープチップが封止された構造を有していない。このため、プロープチップに EOG 等のガスを用いた滅菌処理を施すと、ガスがプロープチップの内部に浸入して放射線検出素子やその信号伝達系に悪影
15 響を及ぼすおそれがある。また、プロープチップの汚れを水洗などにより洗浄することが難しい。

以下では、放射線検出器 100 の動作を説明する。放射線検出器 100 の使用時は、放射線検出プロープ 2 の先端を患者の被測定部位に向ける。被測定部位から発した放射線は、プロープカバー 4 の前壁 4 A およびサイドシールド 6 の放射線導入窓 6 A を通過して放射線検出素子 7 に入射する。サイドシールド 6 および窓 6 A によって、被測定部位以外の部位からの放射線は遮断される。このため、放射線検出素子 7 は、被測定部位からの放射線量を高精度に検出することができる。検出素子 7 は、放射線量に応じた検出信号を生成する。この検出信号は、リード線 9 A および 9 B、ソケット 8 A および 8 B、端子ピン 11 A および 11 B
20 、ならびにリード線 12 A および 12 B を通じて本体 1 内の信号処理回路（図示せず）に送られる。その結果、放射線量を示すデータ信号が生成され、その放射
25

線量が液晶表示パネル 1 B に表示される。また、放射線量に応じた電子音が再生される。

放射線検出素子 7 を交換する際には、図 4 および図 8 に示すように、前述した手順と逆の手順にしたがって、プローブカバー 4 をコネクタ 10 に対するねじ込み方向と逆に回して取り外し、その後、検出ユニット 3 のソケット 8 A および 8 B から端子ピン 11 A および 11 B を引き抜いて検出ユニット 3 を取り外す。新たな検出ユニット 3 のソケット 8 A および 8 B に端子ピン 11 A および 11 B を挿入して検出ユニット 3 を装着した後、前述した手順でプローブカバー 4 をシールリング 5 と共にコネクタ 10 に装着する。このような簡単な作業により、放射線検出素子 7 を検出ユニット 3 ごとと交換することができる。

サイドシールド 6 はプローブカバー 4 と分離可能なため (図 4 参照)、プローブカバー 4 をコネクタ 10 から取り外すことにより、サイドシールド 6 を簡単に交換することができる。放射線導入窓 6 A の長さや径の異なる複数のサイドシールドを交換して使用することで、放射線検出素子 7 の感度を容易に調整することができる。

第 2 実施形態

図 9 ～ 図 11 は、第 2 実施形態に係る放射線検出器の主要部を示している。第 2 実施形態は、検出ユニットに内蔵される放射線検出素子の固定構造およびプローブカバーに対するサイドシールドの固定構造が第 1 実施形態と異なっている。

第 2 実施形態は、そのほかは第 1 実施形態と同様の構成を有している。

図 9 および図 10 に示すように、本実施形態の放射線検出器は、第 1 実施形態における放射線検出プローブ 2 を放射線検出プローブ 22 に置き換えた構成を有している。放射線検出プローブ 22 は、検出ユニット 23、プローブカバー 24、シールリング 5 およびサイドシールド 6 を有する。図 11 に示すように、検出ユニット 23 は、ほぼ円筒状のケーシング 23 A の先端部に放射線検出素子 7 を内蔵している。ケーシング 23 A は、第 1 実施形態におけるケーシング 3 A と同

様の材料から構成されている。ケーシング 23A は、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。ケーシング 23A の中空部は、より大きい径を有する大径部 23B と、より小さな径を有する小径部 23D とを有している。大径部 23B と小径部 23D とは、環状段部 23C を介して連続している。小径部 23D はケーシング 23A の先端に位置しており、ケーシング 23 の先端面から放射線検出素子 7 に向かって延びる開口である。

ケーシング 23A 内には、円筒状の素子カバー 23E と、固定部材 23F が設置されている。本実施形態では、素子カバー 23E は樹脂製であり、放射線検出素子 7 と接触しつつ放射線検出素子 7 を取り囲んでいる。素子カバー 23E は金属製であってもよいが、その場合、放射線検出素子 7 は素子カバー 23E と接触しないように配置される。素子カバー 23E は、大径部 23B にはめ込まれ、その一端が段部 23C と当接している。固定部材 23F は、素子カバー 23E の反対側の端と当接するように大径部 23B にはめ込まれ、素子カバー 23E を係止する。素子カバー 23E の中空部 23e 内には、放射線検出素子 7 がその前面（検出面）7A を素子カバー 23E の先端に向けて固定されている。また、中空部 23e 内には、シリコン樹脂などの電気絶縁性を有する接着剤 3F が充填されている。放射線検出素子 7 の前面 7A および後面 7B に接続されたリード線 9A および 9B は、固定部材 23F に形成された貫通穴 23G および 23H を通してソケット 8A および 8B に接続されている。

プローブカバー 24 は、検出ユニット 23 を覆うための円筒キャップ状の封止構造を有している。図 9 に示すように、プローブカバー 24 は、筒体 24A と、筒体 24A の先端の開口にはめ込まれた入力板 24B を有している。入力板 24B は、接着剤などを用いて筒体 24A に封止固定されている。筒体 24A は、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。入力板 24B は、可視光および赤

外光を遮断するとともに検出すべき放射線を透過させる材料、例えばアルミニウムやアモルファスカーボン、から構成されている。これは、検出すべき放射線以外の電磁波が放射線検出素子 7 に入射すると、ノイズ信号の原因となるからである。好ましくは、入力板 24 B は、1 keV 以下のエネルギーを有する電磁波を遮断するとともに検出すべき放射線を透過させる材料から構成される。

筒体 24 A の中空部は、より大きい径を有する大径部 24 C と、より小さな径を有する小径部 24 D とを有している。大径部 24 C には、筒体 24 A の先端からサイドシールド 6 がはめ込まれて固定され、さらに入力板 24 B が封止固定される。小径部 24 D は、検出ユニット 23 をはめ込めるような径を有している。小径部 24 D と大径部 24 C との間には、サイドシールド 6 の基端面と当接する環状段部 24 E が形成されている。図 10 に示すように、大径部 24 C にはめ込まれたサイドシールド 6 の放射線導入窓 6 A は、ケーシング 23 の小径部 23 D と連通し、放射線検出素子 7 と対面している。窓 6 A と小径部 23 D とは、実質的に同じ断面を有している。

第 1 実施形態と同様に、第 2 実施形態の放射線検出器に関しても、その使用に先立って放射線検出プローブ 22 を EOG 等の滅菌ガスを用いて滅菌処理したり、あるいは水洗洗浄することができる。また、放射線検出器の動作時には、放射線検出プローブ 22 の高い指向性のため、被測定部位からの放射線量を高精度に検出することができる。さらに、必要に応じて、放射線検出プローブ 22 の放射線検出素子 7 を検出ユニット 23 ごとと交換することができる。その際、サイドシールド 6 がプローブカバー 24 に一体的に固定されているため、サイドシールド 6 の組付け作業が不要となる。

第 3 実施形態

第 3 実施形態は、プローブカバーの構造が第 2 実施形態と異なっており、そのほかは第 2 実施形態と同様の構成を有している。すなわち、本実施形態の放射線検出器は、第 2 実施形態におけるプローブカバー 24 (図 9 参照) を、図 12 に

示されるプローブカバー 34 に置き換えた構成を有している。

プローブカバー 34 では、図 9 に示した筒体 24 A に相当する部分が、相互に締結可能な基端カバー 34 A と先端カバー 34 B とに分割されている。これらのカバー 34 A および 34 B は、共通の軸を有する筒状である。カバー 34 A および 34 B は、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。基端カバー 34 A は、本体 1 のコネクタ 10 に締結されるメネジ 4 B を有している。先端カバー 34 B は、サイドシールド 6 を一体的に内蔵している。基端カバー 34 A が先端カバー 34 B に締結されると、カバー 34 A および 34 B の外面が面一となる。

基端カバー 34 A の先端には、嵌合部 34 C が設けられている。嵌合部 34 C は、先端カバー 34 B よりも小さい外径を有しており、先端カバー 34 B の中空部へ突出して先端カバー 34 B に摺動自在にはめ込まれる。先端カバー 34 B の内周には、シールリング 34 D 用の装着溝 34 E が環状に形成されている。シールリング 34 D は、例えば O リングであり、先端カバー 34 B の内面と嵌合部 34 C の外面との間をシールする。先端カバー 34 B の基端の内面には、嵌合部 34 C の外面よりも大きい径を有するメネジ 34 F が形成されている。基端カバー 34 A の中間部には、メネジ 34 F と螺合するオネジ 34 G が形成されている。

オネジ 34 G に対するメネジ 34 F のねじ込み量に応じて、先端カバー 34 B の基端カバー 34 A に対する位置をプローブカバー 34 の軸に沿って調整することができる。先端カバー 34 B にはサイドシールド 6 が一体的に内蔵されている。従って、検出ユニット 23 内の放射線検出素子 7 に対してサイドシールド 6 を容易に接近または離間させることができ、それに応じて放射線検出素子 7 の感度を容易に調整することができる。

第 4 実施形態

第 4 実施形態は、プローブカバーの構造が第 2 実施形態と異なっており、そのほかは第 2 実施形態と同様の構成を有している。すなわち、本実施形態の放射線

検出器は、第2実施形態におけるプローブカバー24（図9参照）を、図13に示されるプローブカバー44に置き換えた構成を有している。

5 プローブカバー44は、プローブカバー44の先端に固定された入力板24Bと、入力板24Bの縁から延びる筒体44Aを有する。筒体44Aは、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。入力板24Bと筒体44Aとの界面は封止されている。筒体44Aの中空部には、サイドシールド6を着脱自在にはめ込むことができる。上記実施形態と異なり本実施形態では、サイドシールド6がプローブカバー44の基端から挿入される。筒体44Aの先端の内面上において入力板24Bの後方には、環状の突起44Cが形成されている。環状突起44Cは、
10 サイドシールド6の先端面に係止する。

本実施形態では、筒体44Aにサイドシールド6が分離可能に收容される。従って、コネクタ10からプローブカバー44を取り外せば、サイドシールド6を簡単に交換することができる。放射線導入窓6Aの長さや径の異なる複数のサイドシールド6を交換して使用することで、放射線検出素子の感度を容易に調整することができる。
15

第5実施形態

第5実施形態は、プローブカバーの構造が第2実施形態と異なっており、そのほかは第2実施形態と同様の構成を有している。すなわち、本実施形態の放射線
20 検出器は、第2実施形態におけるプローブカバー24（図9参照）を、図14に示されるプローブカバー54に置き換えた構成を有している。

プローブカバー54は、プローブカバー54の先端に固定された入力板24Bと、入力板24Bの縁から延びる筒体54Aを有する。入力板24Bと筒体54Aとの界面は封止されている。筒体54Aは、放射線を遮断可能な材料、例えば
25 鉛（Pb）やタングステン（W）、から構成されており、サイドシールドおよびコリメータとして機能する。筒体54Aの先端には、入力板24Bに対面する放射

線導入窓 6 A が形成されている。窓 6 A は放射線をコリメートする働きを有する。さらに、筒体 5 4 A には、窓 6 A と連通するユニット収容部 5 4 B が形成されている。ユニット収容部 5 4 B には、検出ユニット 2 3 の先端部を着脱自在にはめ込むことができる。

5 筒体 5 4 A がサイドシールドおよびコリメータとして機能するため、一つの部品としてのサイドシールド 6 が不要となる。これにより部品点数が削減されるので、放射線検出器の構造を簡素化することができる。また、コネクタ 1 0 からプローブカバー 5 4 を取り外せば、検出ユニット 2 3 を簡単に交換することができる。

10 さらに、プローブカバー 5 4 自体が放射線を遮断可能なので、放射線検出プローブ 2 2 の径を大きくすることなく側方からの放射線遮断能を高め、あるいは、同程度の放射線遮断能を保ったまま放射線検出プローブ 2 2 の径を小さくすることができる。

第 6 実施形態

15 第 6 実施形態は、放射線検出プローブおよびその装着構造が第 2 実施形態と異なっており、そのほかは第 2 実施形態と同様の構成を有している。本実施形態に係る放射線検出プローブ 3 2 は、第 2 実施形態における検出ユニット 2 3 (図 1 参照) の代わりに、図 1 5 に示される検出ユニット 3 3 を有する。また、この放射線検出プローブ 3 2 は、プローブカバーを有さない。

20 検出ユニット 3 3 は、図 1 1 に示した素子カバー 2 3 E の代わりに素子カバー 3 3 A を有している。素子カバー 3 3 A はカバー 2 3 E と同様の形状を有している。しかし、素子カバー 3 3 A は、カバー 2 3 E と異なり、検出すべき放射線を遮断可能な材料、例えば鉛 (Pb) やタングステン (W)、から構成されている。したがって、素子カバー 3 3 A は、サイドシールド 6 と同様に、放射線検出素子
25 7 への側方からの放射線入射を防止するシールド部材として機能する。このため、検出ユニット 3 3 はサイドシールド 6 を内蔵していない。なお、素子カバー 3

3 Aは、放射線検出素子7と接触することなく放射線検出素子7を包囲する。

さらに、素子カバー33 Aは、放射線をコリメートするコリメータとしても機能する。放射線検出素子7は、素子カバー33 Aの先端と面一に配置されるのではなく、素子カバー33 Aの先端の後方に配置されている。言い換えると、放射線検出素子7は、素子カバー33 Aの先端から素子カバー33 Aの基端へ向かつてある距離だけ後退した位置に配置されている。素子カバー33 Aのうち放射線検出素子7の前方に位置する部分は、放射線検出素子7への側方からの放射線入射を防止するだけでなく、前方からの放射線入射をも制限する。この結果、素子カバー33 Aの軸とほぼ平行な方向に進行する放射線のみが放射線検出素子7に入射する。このようにして放射線がコリメートされるので、放射線検出の指向性が高まる。

ケーシング23 Aの先端には、小径部23 Dの一端を塞ぐように入力板33 Bが嵌め込まれている。入力板33 Bとケーシング23 Aとの界面は封止されている。入力板33 Bは、図9に示した入力板24 Bと同様の機能を有する。入力板33 Bは、可視光および赤外光を遮断し、放射線を透過させる材料、例えばアルミニウムやアモルファスカーボン、から構成されている。これは、検出すべき放射線以外の電磁波が放射線検出素子7に入射すると、ノイズ信号の原因となるからである。好ましくは、入力板33 Bは、1 keV以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する材料から構成される。その他の構造は検出ユニット23と同様であるため、詳細な説明は省略する。

入力板33 Bによって検出ユニット33が封止されているため、図9に示されるプローブカバー24が不要となる。すなわち、本実施形態の放射線検出プローブ32は、検出ユニット33ならびにソケット8 Aおよび8 Bから構成されている。本実施形態では、プローブカバー24に代わるカップリングナット84が検出ユニット33用の締結具としてケーシング23 Aの基端部に装着される。検出ユニット33をコネクタ10にはめ入れ、カップリングナット84のメネジ84

Aをコネクタ10のオネジ10Aに締結することにより、検出ユニット33がコネクタ10に取り付けられる。このとき、コネクタ10の先端面10Bとこれに
5 対面するカップリングナット84の頂壁84Bとの間にシールリング5が挟み付けられる。これにより、シールリング5がケーシング23Aの外周面に密着し、その結果、コネクタ10および本体1が封止される。

入力板33Bによって検出ユニット33が封止され、また、シールリング5によって本体1が封止される。このため、本実施形態の放射線検出プローブは、E
OG等の滅菌ガスを用いて滅菌処理し、あるいは水洗洗浄することができる。また、カップリングナット64をコネクタ10から取り外すことで、検出ユニット
10 33ごと放射線検出素子7を交換することができる。

第7実施形態

第7実施形態は、放射線検出プローブおよびその装着構造が第1および第2実施形態と異なっており、そのほかはこれらの実施形態と同様の構成を有している。
15 図16に示すように、放射線検出プローブ62は、検出ユニット3、プローブカバー64、およびサイドシールド66を有する。検出ユニット3はサイドシールド66に收容され、サイドシールド66はプローブカバー64に收容される。

プローブカバー64は、サイドシールド66の全体を覆うように円筒キャップ状に形成されている。プローブカバー64は、例えば、ステンレス鋼やアルミニウム等の金属材料、あるいは導電性の樹脂材料から構成されている。プローブカ
20 バー64は、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。プローブカバー4の前壁64Aの中央には、放射線が透過し易いように開口64Bが形成されている。プローブカバー64の基端部の内面には、本体1へプローブ2を装着するために使用されるメネジ64Cと、シールリング5を收容するための環状段部64
25 Dが形成されている。環状段部64Dは、メネジ64Cの先端に隣接させて配置されている。

サイドシールド 66 は、第 1 実施形態におけるサイドシールド 6 と同様の構造を有している。ただし、サイドシールド 66 はサイドシールド 6 よりも長い。サイドシールド 66 は、放射線を遮断可能な材料、例えば鉛 (Pb) やタングステン (W) から構成されている。サイドシールド 66 は、プローブカバー 64 の中空部と嵌合する。サイドシールド 66 の中空部は、検出ユニット 3 と嵌合する。サイドシールド 66 の前壁には、放射線導入窓 66A が開口されている。放射線は窓 66A を通過して放射線検出素子 7 に入射する。サイドシールド 66 は、放射線検出素子 7 の側方からの放射線入射を防止する。また、放射線導入窓 66A は、放射線用のコリメータとして機能する。

放射線検出プローブ 62 は、本体 1 の先端に着脱自在に装着される。本体 1 の先端に位置する支持部材 1A はコネクタ 70 を有しており、このコネクタ 70 にプローブ 62 が着脱自在に装着される。コネクタ 70 は、支持部材 1A の中央から突出する細長い支持棒 70A を有する。支持棒 70A は、本体 1 と同軸に延びる円筒であり、放射線検出プローブ 62 の外径よりも小さな外径を有している。支持棒 70A の中間部にはコネクタ本体 70B が取り付けられている。支持棒 70A は本体 70B を貫通しており、本体 70B は支持棒 70A に対して摺動自在である。本体 70B の前半部には、プローブカバー 64 のメネジ 64C と螺合するオネジ 70C を有する。シールリング 5 は、オネジ 70C に隣接するように本体 70B の先端に装着される。支持棒 70A の先端には、検出ユニット 3 と嵌合する筒状のソケット 70D が設けられている。ソケット 70D は、支持棒 70A の外径よりも大きな外径を有している。検出ユニット 3 はソケット 70D に着脱自在に装着することができる。ソケット 70D の側面には周方向に沿って溝が設けられており、その溝にシールリング 90 がはめ込まれる。ソケット 70D の開口部には、端子ピン 11A および 11B が設置されている。これらの端子ピンは、支持棒 70A 内を延びるリード線を介して本体 1 内の信号処理回路 (図示せず) に接続されている。

本実施形態では、検出ユニット 3 の側面にネジ穴 9 1 が設けられている。また、ソケット 7 0 D の側面には、貫通孔 9 2 が設けられている。検出ユニット 3 をソケット 7 0 D の開口部に差し込むと、ネジ穴 9 1 と貫通孔 9 2 が位置合わせされる。ネジ穴 9 1 と貫通孔 9 2 には、ネジ 9 3 をねじ込むことができる。

5 図 1 6 に示すように、コネクタ 7 0 はオネジ 7 0 C を有するので、プローブカバー 6 4 の基端部をコネクタ 7 0 に締結することができる。締結が行われると、シールリング 5 は、コネクタ 1 0 の先端面 1 0 B とプローブカバー 6 4 の環状段部 6 4 C との間に挟まれて保持される。

10 本体 1 の先端に放射線検出プローブ 6 2 を装着するときは、まず、検出ユニット 3 をソケット 7 0 D に差し込み、それにより端子ピン 1 1 A および 1 1 B をソケット 8 A および 8 B に挿入する。その後、ネジ穴 9 1 および貫通孔 9 2 にネジ 9 3 をねじ込んで、検出ユニット 3 をソケット 7 0 D にしっかりと固定する。また、シールリング 9 0 をソケット 7 0 D に装着する。次に、コネクタ 7 0 にシールリング 5 を装着すると共に、プローブカバー 6 4 の先端部内にサイドシールド
15 6 6 をはめ込む。続いて、検出ユニット 3 がサイドシールド 6 6 に挿入されるようにプローブカバー 6 4 をコネクタ 7 0 に取り付け、プローブカバー 6 4 のメネジ 6 4 C をコネクタ 7 0 のオネジ 7 0 C に締結する。これにより、コネクタ 7 0 の先端面とプローブカバー 6 4 の環状段部 6 4 C との間にシールリング 5 が挟み付けられる。また、ソケット 7 0 D の外側面とサイドシールド 6 6 の内側面との
20 間にシールリング 9 0 が挟み付けられる。このような簡単な作業により、キャップ状のプローブカバー 6 4 がサイドシールド 6 6 および検出ユニット 3 を覆うようにコネクタ 7 0 に装着される。

放射線検出プローブ 6 2 がコネクタ 7 0 に装着されると、プローブカバー 6 4 およびサイドシールド 6 6 は、コネクタ本体 7 0 B とともに支持棒 7 0 A に対し
25 て摺動自在となる。一方、ソケット 7 0 D に装着された検出ユニット 3 は、支持棒 7 0 A に対して移動することはできない。したがって、放射線検出プローブ 6

2を摺動させると、サイドシールド66は、プローブ62の軸に沿って検出ユニット3に対して相対的に移動する。ただし、この移動中、放射線検出素子7は常にサイドシールド66内に位置する。

検出ユニット3はソケット70Dにネジ止めされているので、サイドシールド66の摺動時に検出ユニット3がソケット70Dから抜け落ちることはない。サイドシールド66とソケット70Dの間に挟まれたシールリング90は、放射線検出素子7を封止するだけでなく、サイドシールド66の摺動時にすべり止めとしても機能する。

本実施形態は、放射線検出プローブ62が細い支持棒70Aによって本体1に接続されているので、プローブ62の向きを把握しやすいという利点も有している。第1～第6実施形態では、支持棒70Aよりも太い放射線検出プローブが本体1に直接接続されている。このため、使用者が本体を握って被測定部位にプローブを向けたとき、プローブの基端部が視線を遮り、プローブの先端が見えにくくすることがある。これに対し、本実施形態では、プローブ62と本体1との間にプローブ62よりも細い支持棒70Aが設けられているので、プローブ62の先端が見やすい。このため、使用者はプローブ62の向きを容易に把握することができ、したがって、手際よく放射線検出を進めることができる。

さらに、コネクタ本体70Bを支持棒70Aに沿って摺動させることにより、放射線検出素子7に対してコリメータである放射線導入窓66Aを容易に接近または離間させることができる。したがって、放射線検出素子7の感度を容易に調整することができる。

第8実施形態

第8実施形態は、端子ピン用のソケットの固定構造が第1実施形態と異なり、そのほかは第1実施形態と同様の構成を有している。図17および図18に示すように、本実施形態で使用されるソケット78Aおよび78Bは、図6に示す支持板3Eの代わりに、ソケット固定部材15およびソケットカバー16を

用いてケーシング 7 3 A の基端に固定される。

ケーシング 7 3 A は、基端の構造のみがケーシング 3 A と異なり、そのほかはケーシング 3 A と同様の構成を有している。ケーシング 7 3 A は、その基端に、ソケットカバー 1 6 の先端を収容するための開口 7 3 B を有している。ケーシング 7 3 A は、検出すべき放射線を透過させる材料から構成されていてもよいし、検出すべき放射線を遮断する材料から構成されていてもよい。

ソケット固定部材 1 5 は、ほぼ円柱状であり、電気絶縁性の高い材料から構成されている。ソケット固定部材 1 5 の一端面には、ソケット 7 8 A および 7 8 B がはめ入れられるソケット収容孔 1 5 A および 1 5 B が開口されている。また、その端面の中心には、ソケットカバー 1 6 をネジ止めするためのネジ孔 1 5 E が形成されている。ソケット固定部材 1 5 の反対側の端面には、ソケット収容孔 1 5 A および 1 5 B よりも小さい径を有する貫通孔 1 5 C および 1 5 D が開口されている。ソケット 6 8 A および 6 8 B をソケット収容孔 1 5 A および 1 5 B に挿入すると、ソケット 8 A および 8 B の一端から突出する接続ピン 7 8 C および 7 8 D が貫通孔 1 5 C および 1 5 D を貫通する。

ソケットカバー 1 6 は、ソケット固定部材 1 5 を覆うようにキャップ状に形成されている。ソケットカバー 1 6 の上壁 1 6 D には、ソケット 8 A および 8 B に対応する貫通孔 1 6 A および 1 6 B が設けられている。ソケット収容孔 1 5 A および 1 5 B にソケット 8 A および 8 B がはめ入れられると、ソケット 8 A および 8 B は貫通孔 1 6 A および 1 6 B と対面する。頂壁 1 6 D の中央には、止ネジ 1 7 用の貫通孔 1 6 C も形成されている。止ネジ 1 7 は、孔 1 6 C を通って、ソケット固定部材 1 5 のネジ孔 1 5 E にねじ込まれる。ソケットカバー 1 6 は、図 1 7 に示すように、ソケット固定部材 1 5 を収容し、止ネジ 1 7 を用いてソケット固定部材 1 5 に固定される。ソケットカバー 1 6 は、その先端に差し口 1 6 E を有している。差し口 1 6 E は、ケーシング 7 3 A の開口 7 3 B にはめ込まれ、接着される。

以上、本発明をその実施形態に基づいて詳細に説明した。しかし、本発明は上記実施形態に限定されるものではない。本発明は、その要旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

第1～第7実施形態において、検出ユニットは、嵌合長の異なる端子ピン用ソケット8Aおよび8Bを有しているが、この代わりに嵌合長の等しいソケットを有していてもよい。本体1は、嵌合長の異なる端子ピン11Aおよび11Bを有しているが、この代わりに嵌合長の等しい端子ピンを有していてもよい。さらに、検出ユニットに端子ピンを設け、本体のコネクタに端子ピン用ソケットを設けてもよい。

図5に示した放射線検出プローブ2および図10に示した放射線検出プローブ22の先端部の形状は、平面状に限らず、球面状など丸みを帯びた形状であってもよい。

図1に示した放射線検出器100では、放射線検出プローブ2が本体1の軸線に対して傾斜するように装着されている。しかし、放射線検出プローブ2は、本体1の軸線に沿って突出するように装着されていてもよい。また、放射線検出プローブ2の直径と長さの比率は、図示の例に限らず、適宜変更することができる。

上記実施形態の放射線検出器は、医療用のサージカルプローブであるが、本発明の放射線検出器の用途はこれに限定されるものではなく、他の幅広い用途で使用する事ができる。

産業上の利用可能性

本発明の放射線検出器は、被測定箇所からの放射線をコリメートしてから放射線検出素子に導くため、被測定箇所からの放射線の線量を高精度に検出することができる。また、放射線検出素子を有する検出ユニットが本体のコネクタに対して着脱自在なので、簡単な作業により放射線検出素子を交換することができる。

請求の範囲

1. 本体と、

前記本体に着脱自在に取り付けられる放射線検出プローブと、
を備える放射線検出器であって、

5 前記放射線検出プローブは、放射線検出素子を含む検出ユニットと、前記放射線検出素子に電氣的に接続された第1の端子とを有しており、

前記本体は、前記放射線検出プローブの基端が着脱自在に装着されるコネクタを有しており、前記コネクタは、前記放射線検出プローブが前記コネクタに装着されると前記第1端子に着脱自在に接続される第2の端子を含んでおり、

10 前記放射線検出プローブの先端部には、放射線をコリメートするコリメータが設置されている、
放射線検出器。

2. 前記検出ユニットは、前記放射線を透過させる入力面を有しており

15 前記放射線検出素子は、前記入力面を透過した前記放射線を受け取るように配置されており、

前記コリメータは、前記入力面に対向する開口である、
請求の範囲第1項に記載の放射線検出器。

20 3. 前記放射線検出プローブは、前記放射線検出素子を覆うように前記検出ユニットに装着されるキャップ状のシールド部材をさらに有しており、

前記シールド部材は、前記放射線を遮断する材料から構成されており、

前記シールド部材は、前記放射線検出素子と対向する前壁と、前記前壁の縁から延びる筒状の側壁とを有しており、

25 前記コリメータは、前記前壁に設けられた貫通孔である、
請求の範囲第1項または第2項に記載の放射線検出器。

4. 前記放射線検出プローブは、

前記シールド部材および前記検出ユニットを覆い、前記コネクタに着脱自在に装着されるキャップ状のプロープカバーと、

前記プロープカバーが前記コネクタに装着されると前記プロープカバーと前記コネクタの間に挟み付けられ、それにより前記本体および前記放射線検出プローブを封止するシールリングと、

をさらに有している、請求の範囲第 3 項に記載の放射線検出器。

5. 前記シールド部材は、前記シールド部材の中空部と前記プロープカバーの中空部とが連通するように前記プロープカバー内に設置され、

前記検出ユニットは、連通したこれらの中空部にはめ込まれる、
請求の範囲第 4 項に記載の放射線検出器。

6. 前記シールド部材は、前記プロープカバー内に着脱自在に設置されている、請求の範囲第 5 項に記載の放射線検出器。

7. 前記シールド部材は、前記プロープカバー内に固定されている、請求の範囲第 5 項に記載の放射線検出器。

8. 前記プロープカバーは、前記コネクタに着脱自在に装着されるキャップ状の第 1 の部品と、前記第 1 部品に着脱自在に取り付けられ前記シールド部材を收容して固定するキャップ状の第 2 の部品と、前記第 2 部品が前記第 1 部品に取り付けられると前記第 1 部品の外面と前記第 2 部品の内面の間に挟み付けられ、それにより前記プロープカバーを封止するシールリングとを有しており、

前記第 2 部品は、前記プロープカバーの軸に沿って可変の位置に取り付けられる、

請求の範囲第 4 項～第 7 項のいずれかに記載の放射線検出器。

9. 前記プロープカバーは、前記シールド部材の前壁と対向し前記コリメータの一端を塞ぐ入力板と、前記入力板の縁から延び前記シールド部材および前記検出ユニットの側面を取り囲む筒状の側壁とを有しており、

前記入力板は、放射線を透過させるとともに 1 keV 以下のエネルギーを有す

る電磁波を遮断する材料から構成されている、

請求の範囲第 4 項～第 8 項にいずれかに記載の放射線検出器。

10. 前記検出ユニットは、前記放射線検出素子を収容するケーシングを有しており、

5 前記ケーシングの先端には、前記ケーシングの端面から前記放射線検出素子へ向かって延びる開口が設けられており、

前記開口は前記コリメータと実質的に同じ断面を有し、前記コリメータと連通している、

請求の範囲第 4 項～第 9 項のいずれかに記載の放射線検出器。

10 11. 前記放射線検出プローブは、

前記検出ユニットを覆い、前記コネクタに着脱自在に装着されるキャップ状のプローブカバーと、

前記プローブカバーが前記コネクタに装着されると前記プローブカバーと前記コネクタの間に挟み付けられ、それにより前記本体および前記放射線検出プローブを封止するシールリングと、

15 をさらに有しており、

前記プローブカバーは、前記放射線を遮断する材料から構成されており、

前記コリメータは、前記プローブカバーの先端に設けられ前記放射線検出素子へ向かって延びる開口である、

20 請求の範囲第 1 項または第 2 項に記載の放射線検出器。

12. 前記プローブカバーの先端面には、前記コリメータの一端を塞ぐ入力板が設置されており、

前記入力板は、放射線を透過させるとともに 1 keV 以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する材料から構成されている、

25 請求の範囲第 11 項に記載の放射線検出器。

13. 前記コネクタは、前記本体の先端から突出し前記放射線検出プロ

ープよりも細い支持棒をさらに含んでおり、

前記支持棒は、前記本体の先端に接続された基端と、前記放射線検出プローブに接続された先端とを有している、

請求の範囲第1項～第4項のいずれかに記載の放射線検出器。

5 14. 前記コネクタは、前記支持棒に摺動自在に取り付けられた摺動部材をさらに含んでおり、

前記コリメータは前記摺動部材とともに移動し、前記摺動部材が前記支持棒に対して摺動すると、前記コリメータと前記放射線検出素子との距離が変化する、請求の範囲第13項に記載の放射線検出器。

10 15. 前記第1および第2端子の一方はピンであり、他方は前記ピンと嵌合するソケットである、請求の範囲第1～第14項のいずれかに記載の放射線検出器。

16. 前記ピンは、異なる嵌合長および異なる極性を有する複数のピンを含んでおり、

15 前記ソケットは、前記複数のピンと対応する嵌合長および極性を有する複数のソケットを含んでいる、請求の範囲第15項に記載の放射線検出器。

17. 本体と、

前記本体に着脱自在に取り付けられる放射線検出プローブと、
を備える放射線検出器であって、

20 前記放射線検出プローブは、放射線検出素子と、前記放射線検出素子に電氣的に接続された第1の端子と、前記放射線検出素子を取り囲む筒状の素子カバーと、前記素子カバーを収容する筒状のケーシングとを有しており、

前記本体は、前記放射線検出プローブの基端が着脱自在に装着されるコネクタを有しており、前記コネクタは、前記放射線検出プローブが前記コネクタに装着
25 されると前記第1端子に着脱自在に接続される第2の端子を含んでおり、

前記素子カバーは、放射線を遮断する材料から構成されており、

前記放射線検出素子は、前記素子カバーの先端の後方に配置されている、放射線検出器。

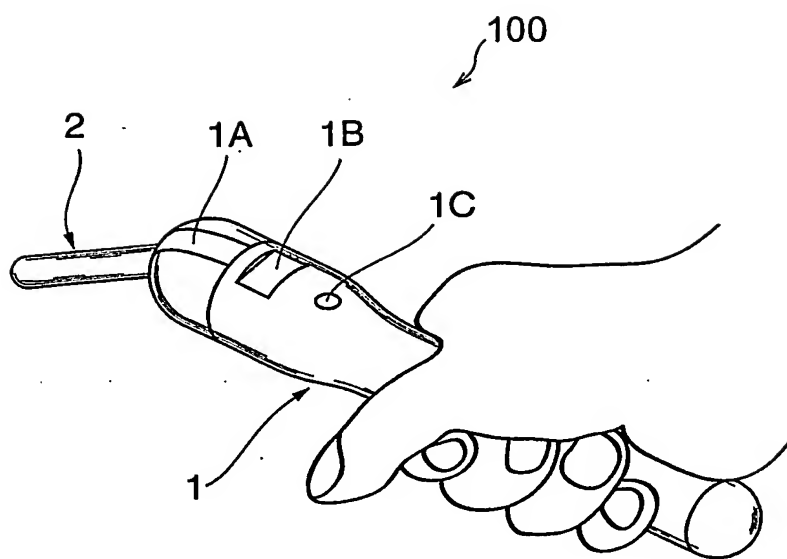
18. 前記本体に着脱自在に装着され、前記放射線検出プローブを前記コネクタに締結する締結具をさらに備える請求の範囲第17項に記載の放射線検出器。

19. 前記締結具が前記コネクタに装着されると前記締結具と前記コネクタの間に挟み付けられ、それにより前記本体を封止するシールリングをさらに備える請求の範囲第18項に記載の放射線検出器。

20. 前記ケーシングの先端面には、前記放射線検出素子と対向する入力板が設置されており、

前記入力板は、放射線を透過させるとともに1 keV以下のエネルギーを有する電磁波を遮断する材料から構成されている、請求の範囲第17項～第19項のいずれかに記載の放射線検出器。

図1



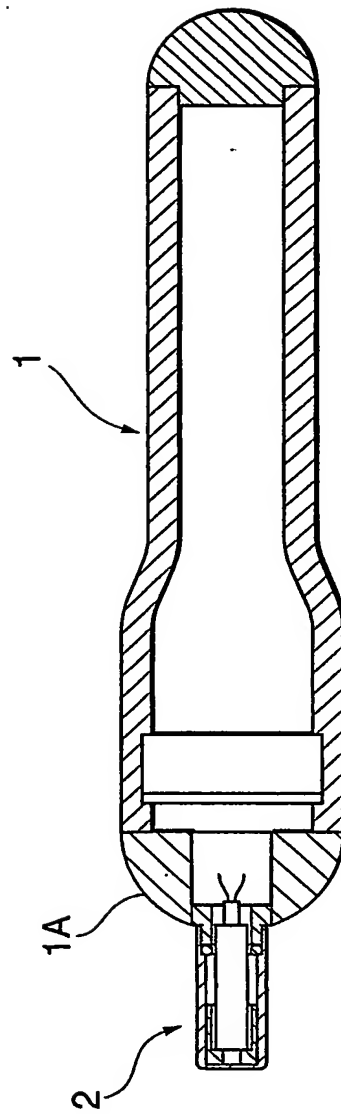


図2

図3

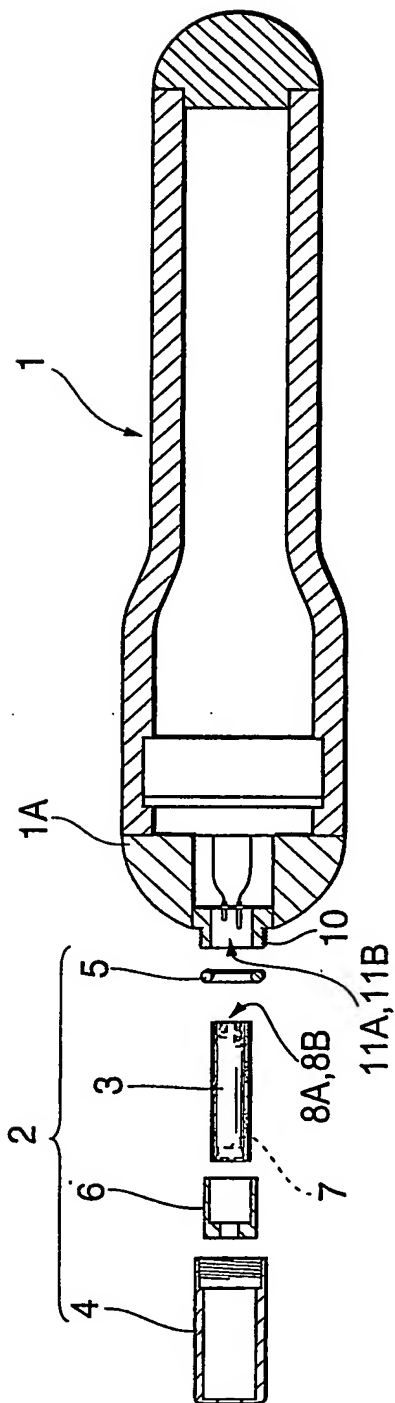


図4

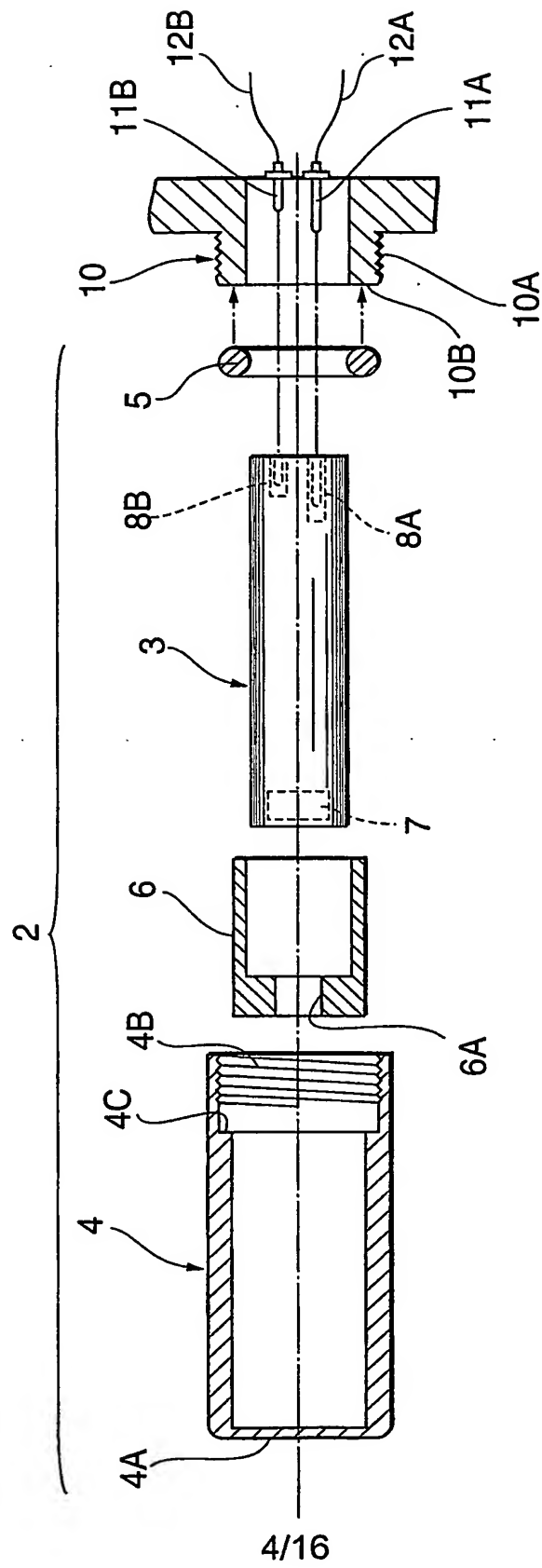


図5

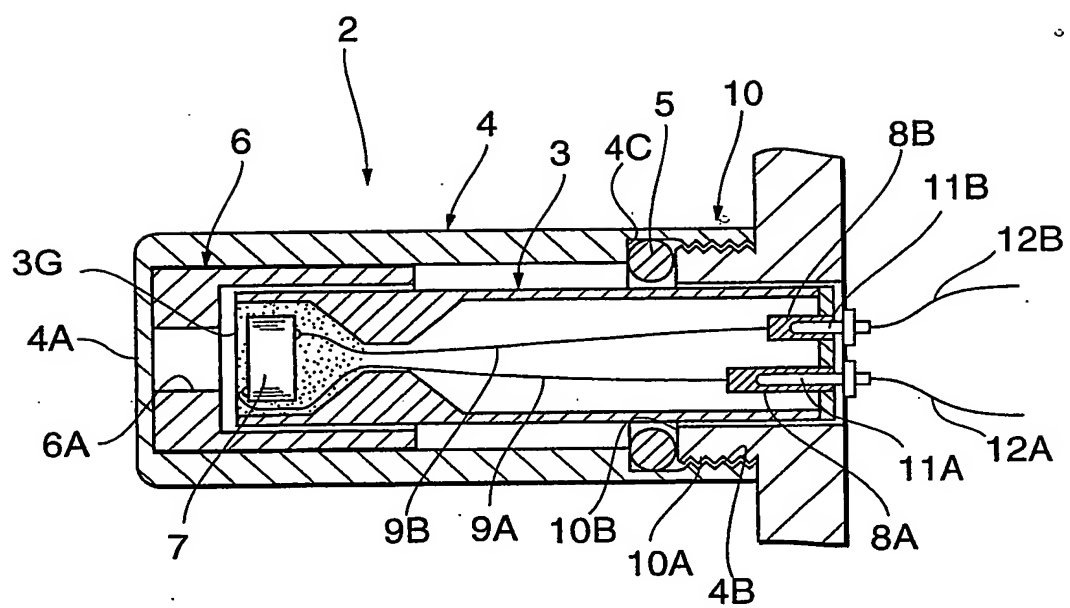


図6

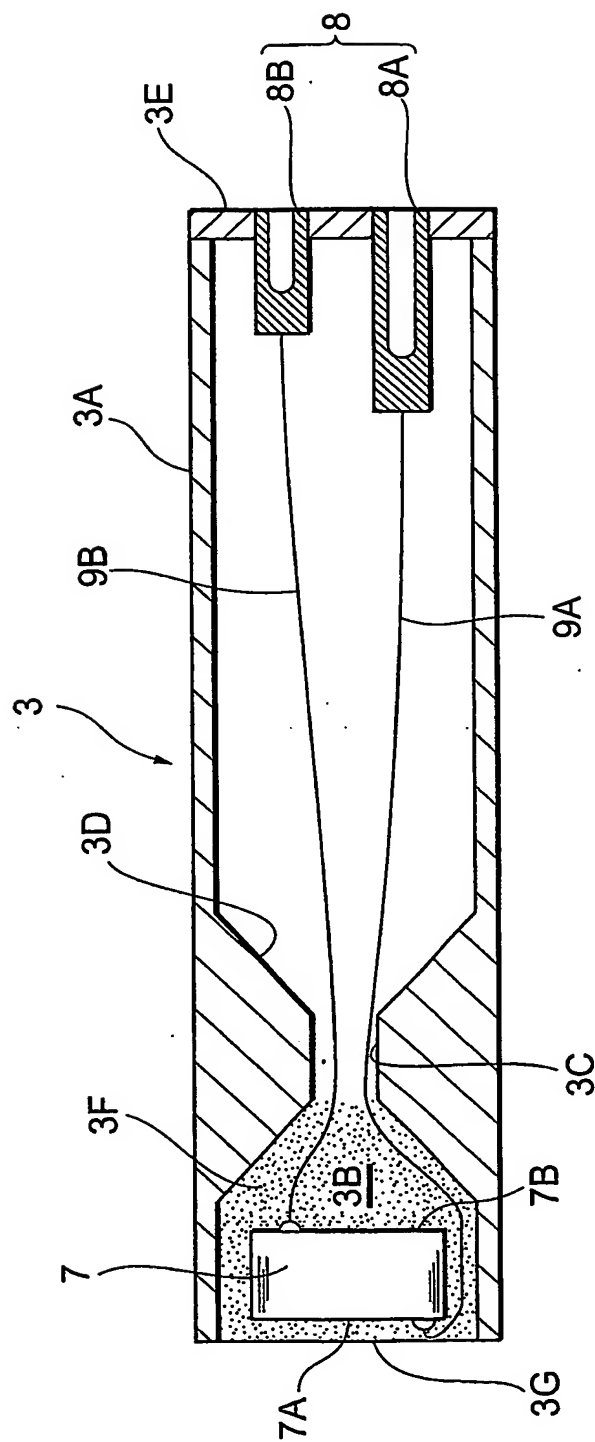


図7

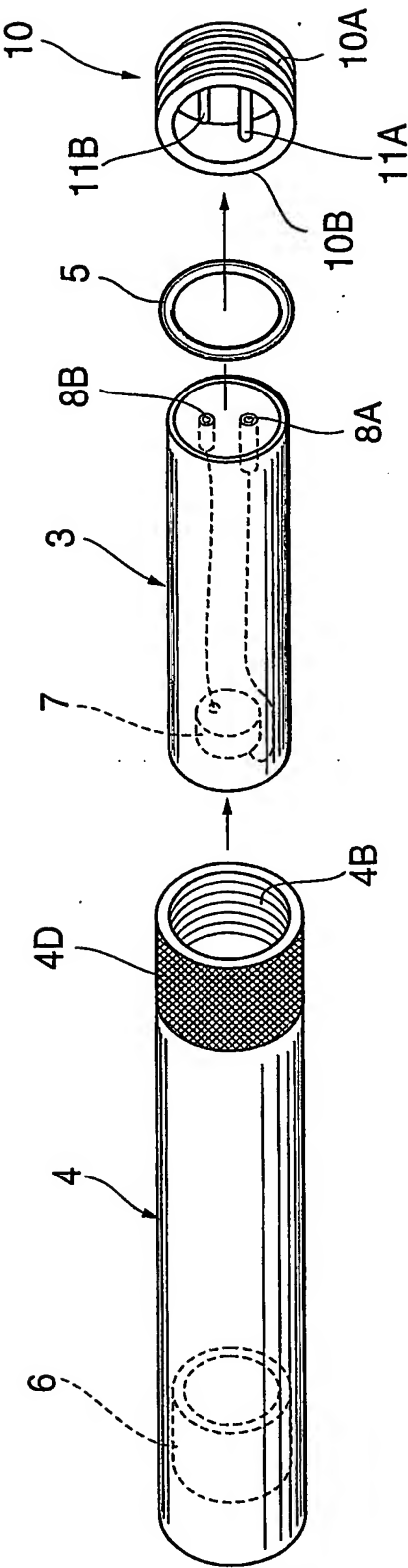


図8

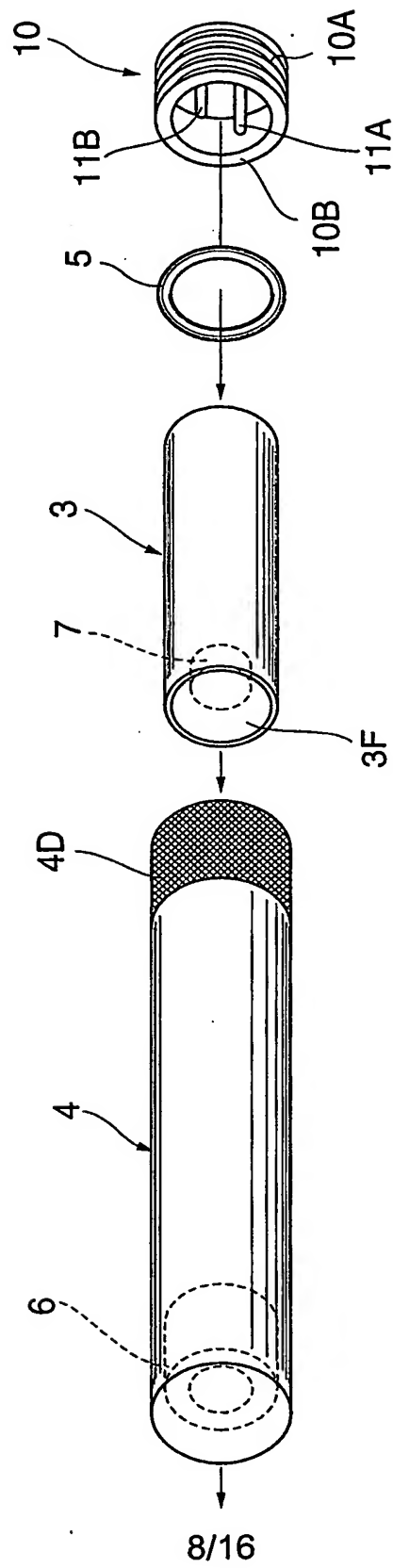


図9

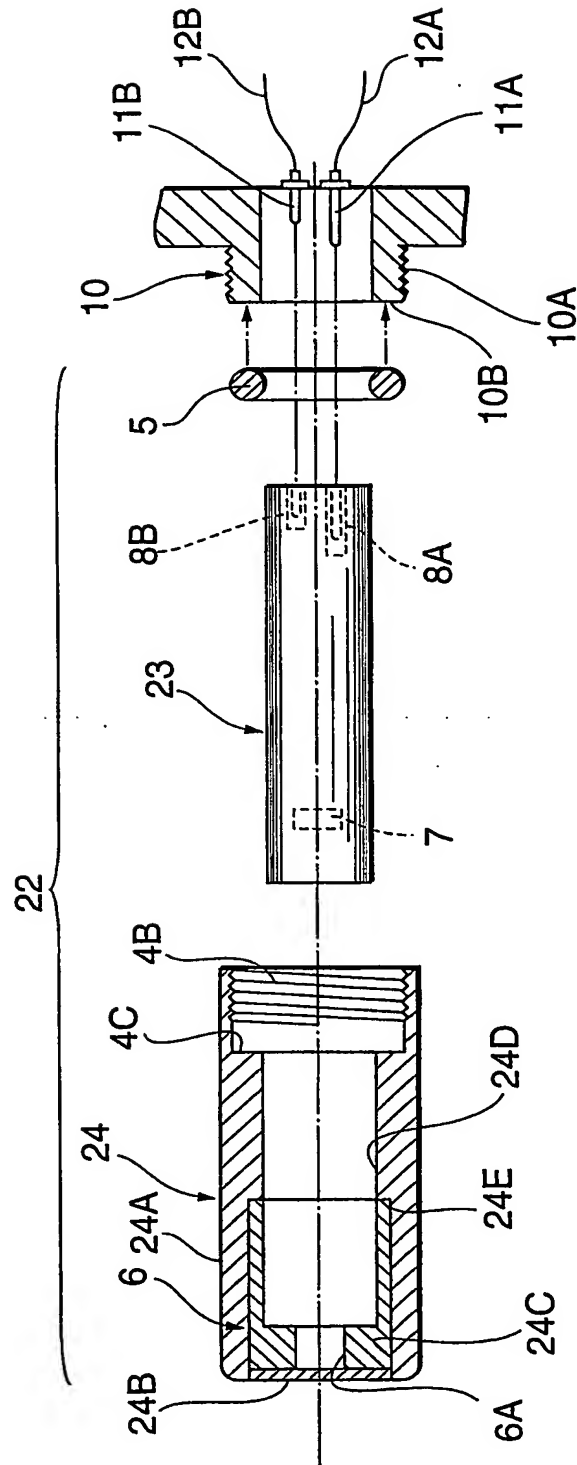


図10

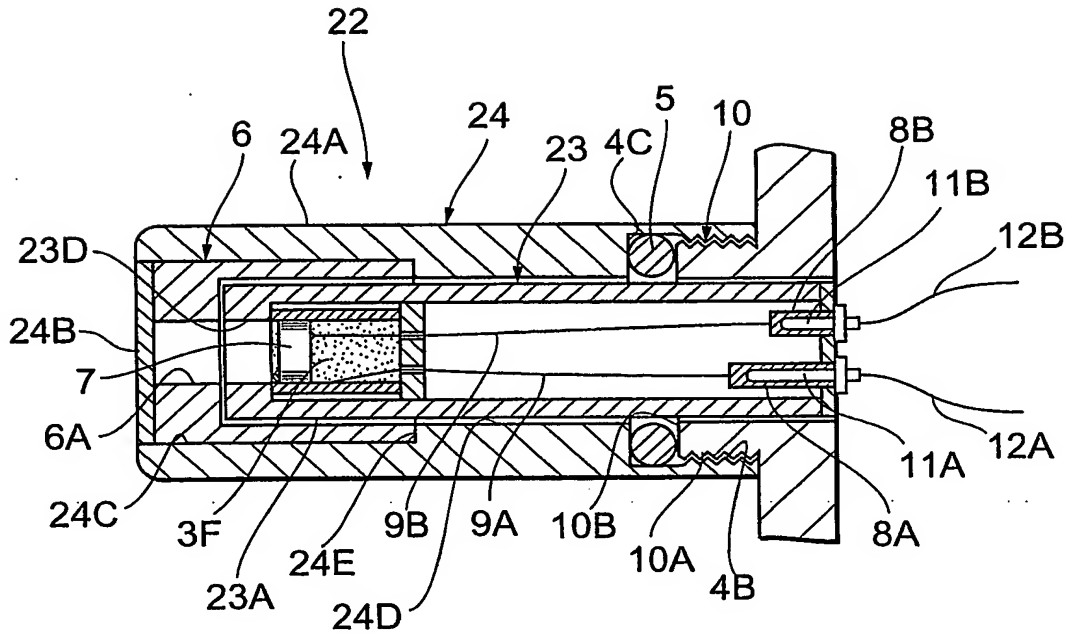


図11

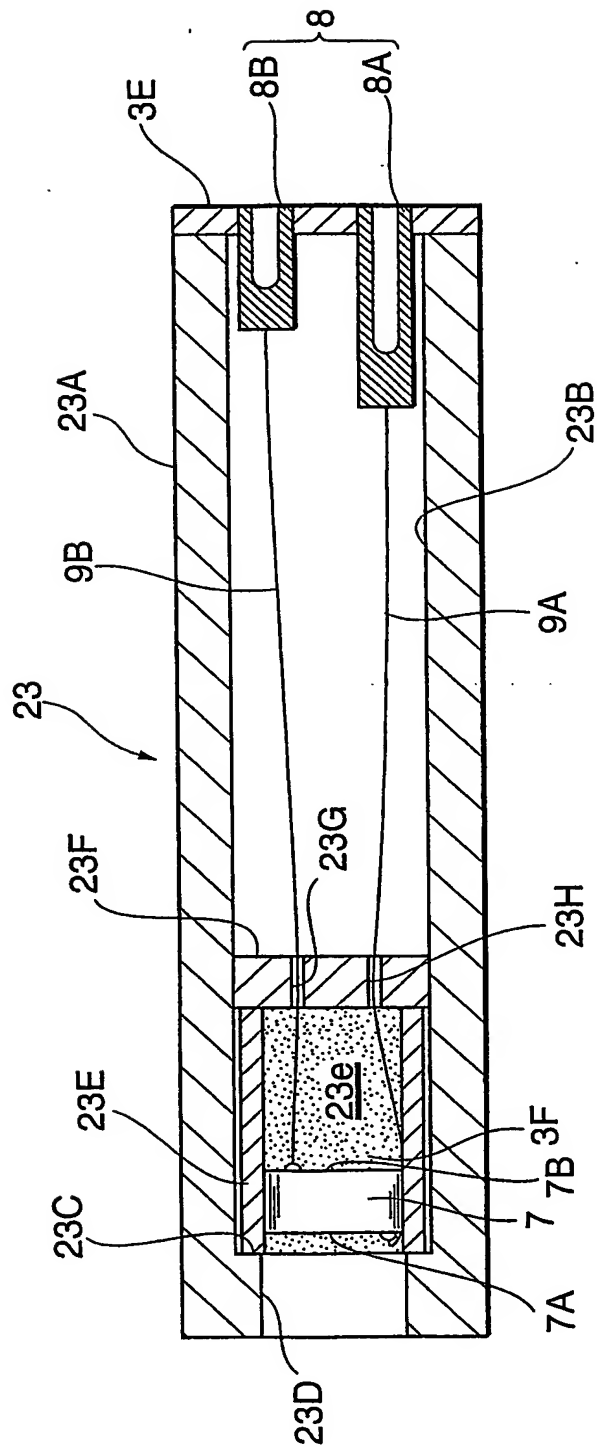


図12

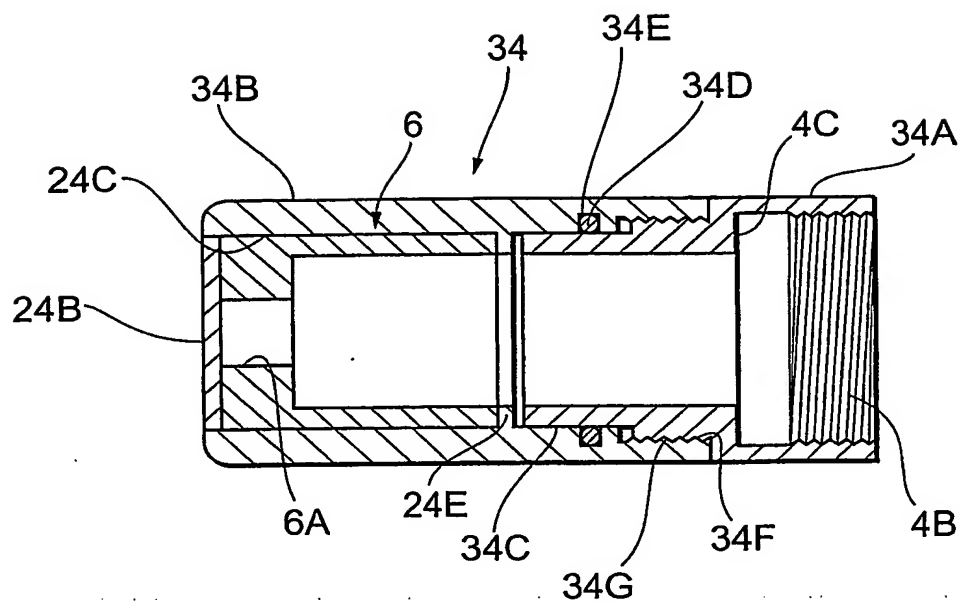


図13

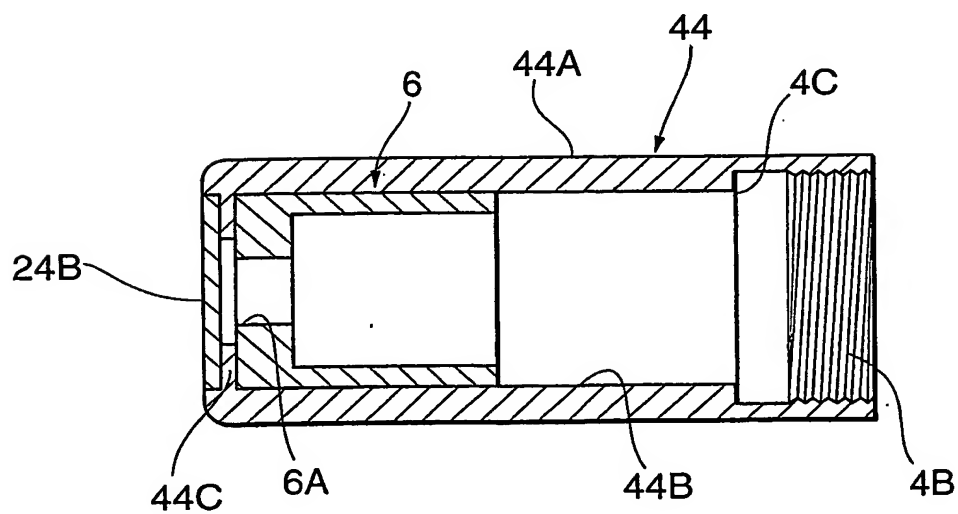


図14

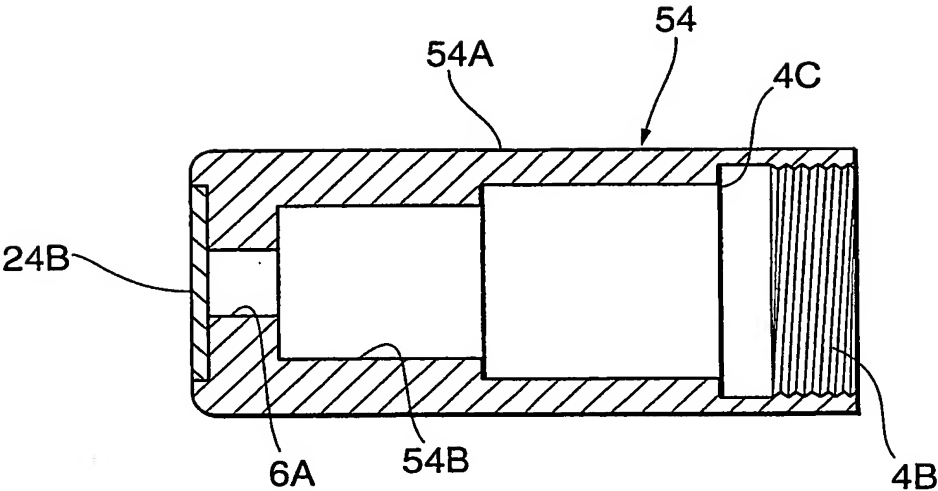


図15

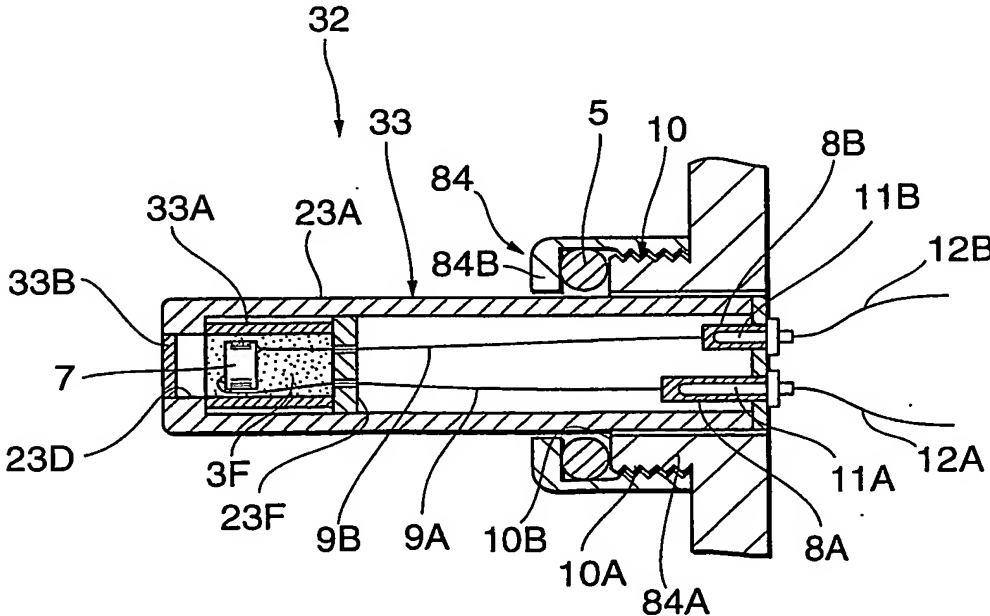
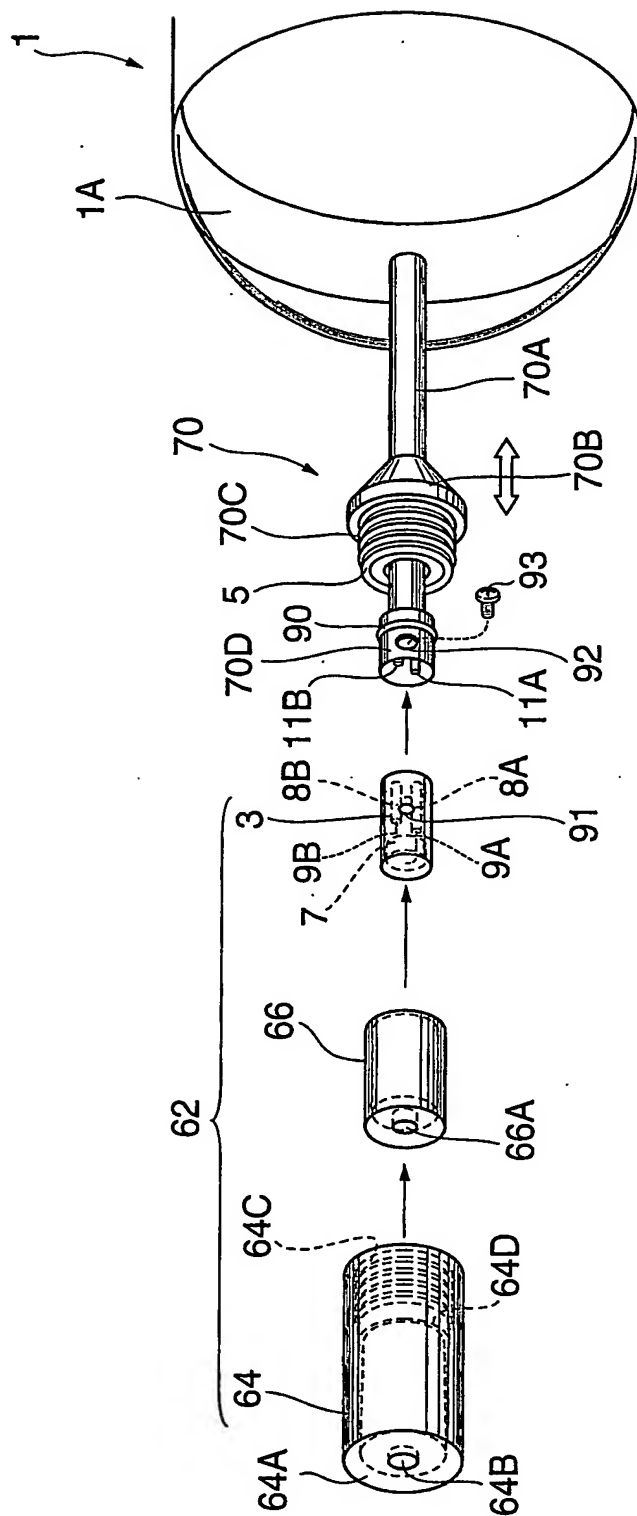


図16



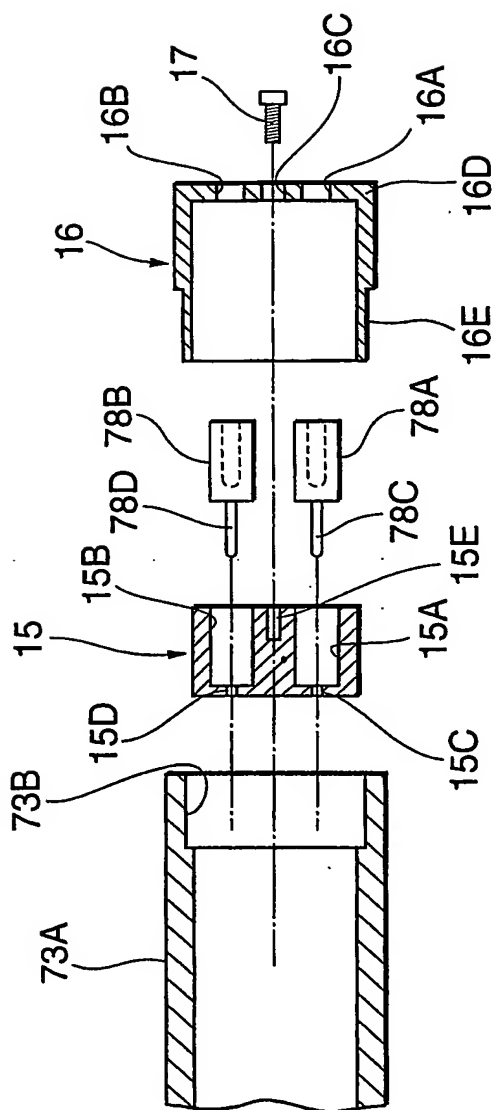
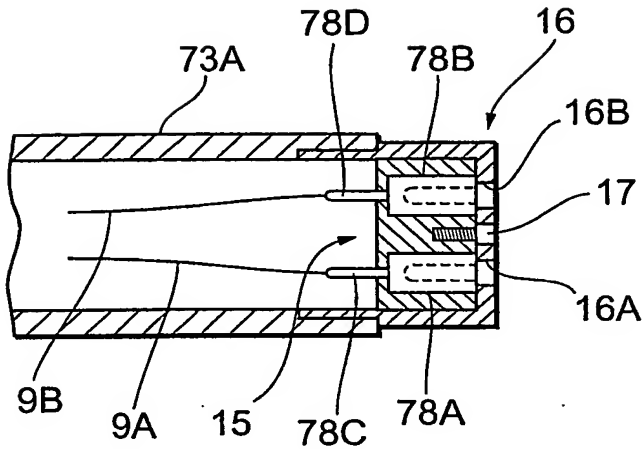


图 17

図18



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/10527

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ G01T7/00, G01T1/161

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ G01T1/00-G01T7/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 9-189770 A (Neoprobe Corp.), 22 July, 1997 (22.07.97), Full text; Figs. 1 to 43	1, 2, 17, 20
Y	Full text; Figs. 1 to 43	3-12, 15, 16, 18, 19
A	Full text; Figs. 1 to 43 & US 5857463 A & CA 2187002 A & AU 712444 B & EP 768544 A	13, 14
Y	JP 61-262675 A (Capintec, Inc.), 20 November, 1986 (20.11.86), Full text; Figs. 1 to 6 & US 4649276 A & CA 1236937 A & EP 199434 A	3-12, 15-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
25 November, 2003 (25.11.03)

Date of mailing of the international search report
09 December, 2003 (09.12.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/10527

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2001-208856 A (Ion Kasokuki Kabushiki Kaisha), 03 August, 2001 (03.08.01), Full text; Figs. 1, 2 (Family: none)	3-12,15-20
Y	JP 7-64159 A (Nikon Corp.), 10 March, 1995 (10.03.95), Full text; Figs. 1 to 8 (Family: none)	4-12,15,16, 19,20
Y	JP 5-500415 A (CARE WISE MEDICAL PRODUCTS CORP.), 28 January, 1993 (28.01.93), Full text; Figs. 1 to 24 & US 4959547 A & CA 2060307 A & WO 90/15346 A2 & AU 5956890 A & EP 476064 A	8-12,15,16
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 135951/1986(Laid-open No. 41872/1988) (Fuji Electric Co., Ltd.), 18 March, 1988 (18.03.88), Full text; Fig. 1 (Family: none)	15,16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01T7/00, G01T1/161

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G01T1/00-G01T7/12

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 9-189770 A (ネオプロープ コーポレーション) 1997. 7. 22 全文、第1-43図	1、2、17、 20
Y	全文、第1-43図	3-12、 15、16、 18、19
A	全文、第1-43図 & US 5857463 A & CA 2187002 A & AU 712444 B & EP 768544 A	13、14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

25. 11. 03

国際調査報告の発送日

09.12.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

山口 敦司

2M

3104

電話番号 03-3581-1101 内線 3226

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 61-262675 A (キャピンテック イン コーポレ ーテッド) 1986. 11. 20 全文、第1-6図 & US 4649276 A & CA 1236937 A & EP 199434 A	3-12、 15-20
Y	JP 2001-208856 A (イオン加速器株式会社) 2001. 8. 3 全文、第1、2図 (ファミリーなし)	3-12、 15-20
Y	JP 7-64159 A (株式会社ニコン) 1995. 3. 10 全文、第1-8図 (ファミリーなし)	4-12、 15、16、 19、20
Y	JP 5-500415 A (ケア・ワイズ・メディカル・プロダ クツ・コーポレーション) 1993. 1. 28 全文、第1-24図 & US 4959547 A & CA 2060307 A & WO 90/15346 A2 & AU 5956890 A & EP 476064 A	8-12、 15、16
Y	日本国実用新案登録出願61-135951号 (日本国実用新案登 録出願公開63-41872号) の願書に添付した明細書及び図面 の内容を撮影したマイクロフィルム (富士電機株式会社) 1988. 3. 18 全文、第1図 (ファミリーなし)	15、16